



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200310101899.8

[45] 授权公告日 2006年6月21日

[11] 授权公告号 CN 1259890C

[22] 申请日 2003.10.23

[21] 申请号 200310101899.8

[30] 优先权

[32] 2002.10.24 [33] JP [31] 309841/2002

[32] 2003.5.13 [33] JP [31] 134022/2003

[71] 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 佐藤真

审查员 许敏

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

代理人 季向冈

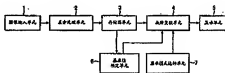
权利要求书 3 页 说明书 24 页 附图 22 页

[54] 发明名称

图像处理装置和方法

[57] 摘要

本发明提供一种图像处理方法，其中，基于由用户选择的显示模式，在生成的差分图像中选择了仅显示阴影增大(消失)时，将差分图像进行灰阶变换，使得只有阴影增大(消失)的区域的亮度与其他区域的亮度不同，通过显示灰阶变换后的差分图像，使阴影变化的状态按状态单独作为图像来显示，使得能够容易地观察阴影变化。另外，抽取出去图像和当前图像中的负图像/正图像信息，进而输入差分图像上的阴影和诊断上的判断基准的对应关系。阴影定义规定，对于图像诊断上病变部的加深或减轻，其在差分图像上对应于高浓度(高亮度值)或者低浓度(低亮度值)之一。



1.一种图像处理方法,其特征在于,包括:

输入步骤,输入在不同时间点拍摄的至少2幅医用图像;

5 差分图像生成步骤,在由上述输入步骤输入的2幅医用图像间进行位置重合,差分处理对应的坐标点的图像信号并生成差分图像;

差分图像存储步骤,将由上述差分图像生成步骤生成的差分图像存储到存储介质中;

10 基准差分值确定步骤,作为灰阶变换处理的基准值确定由上述差分图像存储步骤所存储的差分图像的基准差分值;

状态选择步骤,使用户选择用作由上述差分图像生成步骤所生成的差分图像的读影的指标的阴影变化的状态;

15 差分图像处理步骤,根据由上述基准差分值确定步骤确定的基准差分值和由上述状态选择步骤选择的阴影变化的状态,来对上述差分图像进行灰阶变换处理;以及

输出步骤,输出由上述差分图像处理步骤处理过的差分图像。

2.根据权利要求1所述的图像处理方法,其特征在于,

在上述差分基准值确定步骤中,根据上述差分图像的差分值的直方图,来确定上述基准差分值。

20 3.根据权利要求1所述的图像处理方法,其特征在于,

在上述差分图像处理步骤中,将处于未由上述状态选择步骤选择的的状态的区域的差分值变换成上述基准差分值。

4.根据权利要求1所述的图像处理方法,其特征在于,

25 在上述差分图像处理步骤中,对上述差分图像进行灰阶变换,使得处于未由上述状态选择步骤选择的的状态的区域成为相对较低的对比度。

5.根据权利要求1所述的图像处理方法,其特征在于,
还包括:

2 值图像生成步骤,对由上述差分图像处理步骤处理过的差分图

像实施2值化并生成2值图像;以及

计数步骤,在由上述2值图像生成步骤生成的2值图像中,计算具有预定面积的区域的数量,

其中,在上述输出步骤中,将上述计数步骤的处理结果与上述差分图像一同输出。

6.根据权利要求1所述的图像处理方法,其特征在于,

使用户通过上述状态选择步骤选择的阴影变化的状态是全阴影显示状态、阴影增大状态、阴影消失状态中的至少一种状态。

7.根据权利要求1所述的图像处理方法,其特征在于,

上述差分图像生成步骤包括:

控制步骤,基于第1图像和第2图像的图像属性决定灰阶处理方法,使得用预定的显示方法显示阴影变化区域;

灰阶处理步骤,按照上述控制步骤的决定,对上述第1图像和/或上述第2图像进行预定的灰阶处理;以及

运算步骤,从经上述灰阶处理步骤处理过的上述第1图像和上述第2图像计算出差分图像。

8.一种图像处理装置,其特征在于,包括:

输入装置,输入在不同时间点拍摄的至少2幅医用图像;

差分图像生成装置,在由上述输入装置输入的2幅医用图像间进行位置重合,差分处理对应的坐标点的图像信号并生成差分图像;

差分图像存储装置,将由上述差分图像生成装置生成的差分图像存储到存储介质中;

基准差分值确定装置,作为灰阶变换处理的基准值确定由上述差分图像存储装置所存储的差分图像的基准差分值;

状态选择装置,使用户选择用作由上述差分图像生成装置所生成的差分图像的读影的指标的阴影变化的状态;

差分图像处理装置,根据由上述基准差分值确定装置确定的基准差分值和由上述状态选择装置选择的阴影变化的状态,来对上述差分图像进行灰阶变换处理;以及

输出装置，输出由上述差分图像处理装置处理过的差分图像。

图像处理装置和方法

5 技术领域

本发明涉及图像处理方法，特别是适合于显示医疗图像中的被检测体的时效变化的图像处理方法。

背景技术

10 近年，为响应关于医用图像的数字化的国际标准 DICOM (digital information and communication in medicine)，日本放射线装置工业会 (JIRA) 制定了 MIPS (medical image processing system) 标准，进行医用图像的数字化的。

在医用图像领域中，通过计算机分析医用 X 射线图像、CT 扫描
15 图像、MRI 图像等的 CAD (Computer Aided Diagnosis) 的使用正在发展，其中特别关注取得拍摄相同部位的图像的时效差别的时效差分方式的 CAD。

在该时效差分方式的 CAD 中，例如对不同时间点拍摄的 1 组胸部纯 X 射线图像进行图像分析。并且，在各个图像中寻求解剖学上的
20 相同位置，使当前或过去的图像之一发生变形，进行每个像素的差分处理（例如参照专利文献 1）。

由这样的差分处理而得到的差分图像的亮度值对应于当前和过去的图像间的图像信号的变化。即，如果过去图像与当前图像之间没有变化，则其差分为 0，如果产生某些变化，则呈现与该变化对应
25 的亮度值的变化。

图 22 是说明不同时间的相同部位中的图像信号的变化例的图，用 1 维图来表示过去图像的信号和当前图像的信号，及由此得到的差分图像的信号。

在图 22A 的过去图像的信号中，如果在大致平坦轮廓的部分出现

了用图 22B 的区域 A 所示那样的表示阴影的信号, 则从过去图像的信号中减去当前图像的信号, 取出其差分, 生成差分图像的信号后, 得到图 22C 所示那样的轮廓。

另外, 图 22D 是以产生上述变化时的胸部 X 射线图像为对象的差分图像的例子, 如该图所示, 描绘出与新产生的阴影对应的亮度值低的区域 A。这样, 通过显示差分图像, 就能容易地观察 2 幅图像间产生的变化了。

如上述那样, 使用差分图像后, 具有更容易地观察在不同时间点产生的图像的变化效果。

然而, 在图像间的变化中, 并非总只发生阴影的增大或消失的一种, 有时两者都发生。在这样的情况下, 存在如下问题, 即读影者 (医师) 必须对差分图像显示的各个阴影的变化十分注意。

而且还存在这样的问题, 即差分图像所显示的阴影的个数较多时, 容易发生漏看阴影变化的情况。

还存在这样的问题, 即在观察中, 不仅是各个阴影的变化, 还必须把握整体进程, 但是, 如果阴影个数较多, 就很难判断这样的进程。

在放射线图像中, 大像素值在显示上是与高亮度对应还是与低亮度对应, 有时是因图像生成装置不同而不同的。例如, 像近年正进行实用化的 FPD (Flat Panel Detector) 那样, 在将透过被检测体的 X 射线直接或间接地转换成电信号、生成数字图像的装置中, 作为正图像而生成图像数据。在该正图像中, 具有高 X 射线透过率的诸如肺野等部位的像素值变大, 大像素值在显示上与高亮度对应。因此, 在例如胸部 X 射线图像中, 对应于肺野的像素值变大了。

另一方面, 因为通常放射线图像都是用负图像进行观察的, 所以用胶片扫描器等将 X 射线胶片数字化后的图像数据与肺野对应的像素值变小了。

因此, 使负图像和正图像混合进行差分处理后, 差分图像中的阴影出现方式不统一, 是极难进行判断的。

发明内容

本发明是鉴于上述问题点而做出的，其目的在于，在显示差分图像时，即使是发生多个阴影变化的情况，也能够容易且准确地观察每个阴影变化，同时能够容易且准确地进行时效观察中的判断。

- 5 进而，本发明的目的在于提供一种生成即使是如上述那样在图像的正/负不统一的图像间生成也具有一贯性的差分图像的方法和装置，特别是提供一种可以输出在差分图像上的阴影的显示状态上具有一贯性的差分图像的方法和装置。

- 10 本发明提供一种图像处理方法，其特征在于，包括：输入步骤，输入在不同时间点拍摄的至少2幅医用图像；差分图像生成步骤，在由上述输入步骤输入的2幅医用图像间进行位置重合，差分处理对应的坐标点的图像信号并生成差分图像；差分图像存储步骤，将由上述差分图像生成步骤生成的差分图像存储到存储介质中；基准差分值确定步骤，作为灰阶变换处理的基准值确定由上述差分图像存储步骤所
- 15 存储的差分图像的基准差分值；状态选择步骤，使用户选择成为由上述差分图像生成步骤所生成的差分图像的读影（interpret）的指标的阴影变化的状态；差分图像处理步骤，根据由上述基准差分值确定步骤确定的基准差分值和由上述状态选择步骤选择的阴影变化的状态，来对上述差分图像进行灰阶变换处理；以及输出步骤，输出由上述差分图像处理步骤处理过的差分图像。
- 20

本发明的其他目的、特征以及优点，通过以附图为参照的下面的说明将会弄明白。此外，在附图中对相同或相似的结构附加相同的参照标号。

附图说明

图 1 是表示本发明的第 1 实施方式、表示图像处理装置的基本结构的一例的图。

- 5 图 2 是表示本发明的第 1 实施方式、说明图像处理装置的各部分的详细动作（图像处理方法）的一例的流程图。

图 3 是表示本发明的第 1 实施方式、表示差分图像的直方图的一例的图。

- 10 图 4 是表示本发明的第 1 实施方式、表示显示单元显示的监控器画面的例子图。

图 5 是表示本发明的第 1 实施方式、表示对应各显示模式的灰阶变换特性的一例的图。

图 6 是表示本发明的第 1 实施方式、表示显示单元显示的实际图像的例子的图。

- 15 图 7 是表示本发明的第 2 实施方式、表示图像处理装置的基本结构的一例的图。

图 8 是表示本发明的第 2 实施方式、说明图像处理装置的各部分的详细动作（图像处理方法）的一例的流程图。

- 20 图 9 是表示本发明的第 2 实施方式、说明分析单元的更详细的动作的流程图。

图 10 是表示本发明的第 2 实施方式、表示显示单元显示的监控画面的例子图。

图 11 是表示本发明的第 3 实施方式、表示对应各显示模式的灰阶变换特性的一例的图。

- 25 图 12 是说明作为第 4 实施方式的医用图像处理装置的结构框图。

图 13 是表示作为第 4 实施方式的医用图像处理装置的内部结构的框图。

图 14 是说明作为第 4 实施方式的医用图像处理装置的功能结构

的框图。

图 15.是说明查找表的特性的图。

图 16 是说明查找表的组合的图。

图 17 是说明差分图像中的阴影定义的图。

5 图 18 是说明位置重合单元的动作的流程图。

图 19 是图像信号的轮廓变化的说明图。

图 20 是说明作为第 5 实施方式的医用图像处理装置的功能结构的框图。

图 21 是说明第 5 实施方式的变形例的功能结构的框图。

10 图 22 是表示以往的技术、说明不同时间点的相同部位中的图像信号的变化例的图。

具体实施方式

下面参照附图详细说明本发明的实施方式。

15 <第 1 实施方式>

下面参照附图说明本发明的第 1 实施方式。

图 1 是图示适用本实施方式的图像处理装置的基本结构的一例的图。

20 首先说明整体的动作。由图像输入单元 1 输入的至少 2 幅图像在差分处理单元 2 中进行处理,生成差分图像。上述差分图像暂时存储在存储器单元 3 中,在适当灰阶变换单元 4 中实施必要的处理,在显示单元 5 中输出显示。此处显示单元 5 是例如高精度的 CRT 监控器、液晶监控器等显示装置,据此进行医师的诊断。

25 另外,在以后的说明中,作为上述差分处理的基础的 1 对图像也同样存储在存储器单元 3 中,在适当显示单元 5 中输出显示,与上述差分图像一同提供给诊断用。

下面,基于图 2 的流程图,说明本实施方式中的图像处理装置各部分的详细动作(图像处理方法)的一例。

[步骤 S100]

首先,在步骤 S100 中,由图像输入单元 1 输入 1 对图像。在图 1 中,图像输入单元 1 是输入由无图示的摄影装置拍摄的多幅图像的装置,从例如硬盘那样的外部存储装置输入提供给差分处理的 1 对图像。

在此,作为差分处理的对象的 1 对图像是在不同时间点由预定的摄影装置进行拍摄、预先存储好的,但也并不限于此。例如,也可以是 1 幅图像已经拍摄好、存储在外部存储装置中了,而当前时间点的另 1 幅图像拍摄后直接经图像输入单元 1 输入。

而且,图像输入单元 1 也可以是输入保存在经网络连接的外部的存储装置中的图像的接口装置。

10 [步骤 S200]、[步骤 S300]

在上述步骤 S100 中输入的 1 对图像在差分处理单元 2 中进行位置重合及差分处理。据此,生成差分图像,存储在存储器单元 3 中。关于上述 1 对图像的位置重合及差分处理的细节,可以使用公知的技术,例如日本特开平 7-37074 号公报所揭示的方法。

15 具体来说,例如,在数字化的 1 对图像中,其中一幅有非线性变形,在该变形了的图像与另一幅不变形的图像间进行相减处理,进行两图像的位置重合,生成上述差分图像。

另外,在本实施方式中,使表示产生的阴影变化的值如图 12 所示那样。具体来说,就是使负值与阴影增大的情况相对应,使正值与阴影消失的情况相对应。但是,这样的关系在本发明中并非必须是这样,也可以是相反的关系。

[步骤 S400]

25 基准值确定单元 6 分析存储在存储器单元 3 中的差分图像,确定该差分图像中的基准值,存储在无图示的内部存储器中。在此,上述基准值,在差分图像中是对应于 2 幅图像间不发生变化的部分的像素的亮度的值,在差分图像中通常为 0。

但是,由于存在位置重合误差、2 幅图像的摄影条件不同,所以在 1 对图像间均匀地存在亮度差时,上述基准值也可能不为 0。因此,在本实施方式中,基于差分图像的直方图来确定上述基准值。

图3是表示差分图像的直方图的一例的图。

在时效差分处理中,由于进行2幅图像间的位置重合,所以与无变化的部分对应的亮度值的频率最高。因此,基准值确定单元6寻求直方图30中频率最高的亮度值Cs,将该亮度值Cs作为上述基准值

5 Cs进行存储。

[步骤S500]

显示模式选择单元7,在显示上述差分图像时,可由来自用户的输入选择以什么样的阴影变化作为对象进行显示。作为2幅图像间的阴影变化,考虑有

10

(1)无变化

(2)阴影增大

(3)阴影消失

三种状态,用户通过显示模式选择单元7,在下面的3种显示模式中选择其一,

15

(1)显示全部的阴影变化

(2)仅显示阴影增大

(3)仅显示阴影消失

在上述显示模式的选择中,使用如下用户接口,即用户在可对话性地输入的画面上,可以唯一地选择上述3种的显示模式。

20

图4是表示由显示选择单元7进行选择时,显示单元5所显示的监控器画面的例子的图。

在该例中,上述差分图像是显示在相当于显示单元5的监控器中并且与显示该差分图像的画面相同的画面,上述显示模式成为可选择的状态。但是,也可以用与差分图像不同的监控器及与图4所示那样

25

的画面分开设置的开关等来选择上述显示模式。

在图4的例子中,画面上显示3个按钮41至43,只能选择其中之一。据此,只选择显示全部阴影或显示增大或消失的阴影,该选择结果被输出到灰阶变换单元4。另外,在图4的画面内显示的箭头是鼠标指针。

[步骤 S600]

灰阶变换单元 4 基于从显示模式选择单元 7 输入的显示模式，变换存储在存储器单元 3 中的差分图像，输出到显示单元 5 中。下面说明对应于各显示模式的变换方法。

- 5 图 5 是图示灰阶变换单元 4 中的对应各显示模式的输入亮度和输出亮度的关系（灰阶变换特性）的一例的图。

如果显示模式是显示全部阴影变化的全阴影变化显示模式，则灰阶变换单元 4 基于图 5 (a) 的关系变换差分图像并输出。如果显示模式是仅显示阴影增大的阴影增大显示模式，则灰阶变换单元 4 基于图 10 5 (b) 的关系变换差分图像并输出。如果显示模式是仅显示阴影消失的阴影消失显示模式，则基于图 5 (c) 的关系变换差分图像并输出。

- 在该图中， S_{min} 、 S_{max} 表示输入、即差分图像的亮度的最小值和最大值。 D_{min} 、 D_{max} 表示输出、即显示的输出图像的亮度的最小值和最大值。 C_d 代表输出图像中的亮度值的中间值，它与上述的差分图像中的基准值 C_s 相对应。

- 15 因此，通过上述方法进行灰阶变换后，如果是上述全阴影变化显示模式，则只将差分图像在输出图像的亮度范围内做线性映射。另外，如果是上述阴影增大显示模式，则将比基准值 C_s 值大的亮度值全部映射为中间值 C_d 。进而，如果是上述阴影消失显示模式，则将比基准值 C_s 值小的亮度值全部映射为中间值 C_d 。

20 在此，因为中间值 C_d 在原始的差分图像中对应于未发生变化的部分的亮度值，所以在上述阴影增大显示模式中，只有增大的阴影变化被观察到，在上述阴影消失显示模式中，只有消失的阴影变化被观察到。

- 25 [步骤 S700]

显示单元 5，如上述那样，输入并显示在灰阶变换单元 4 中进行灰阶变换后的差分图像。作为显示的形式，既可以例如图 4 所示那样，将过去图像或当前图像的一者与经上述灰阶变换后的差分图像（上述输出图像）一并显示，也可以一并将上述过去图像、上述当前图像及

经上述灰阶变换后的差分图像同时显示。但是,显示的形式不限于此,可以采取各种各样的形式。

图 6 是表示显示单元 5 所显示的实际图像的一例的图,图 6A 对应于上述全阴影变化显示模式,图 6B 对应于上述阴影增大显示模式,图 6C 对应于上述阴影消失显示模式。通过如上述那样进行灰阶变换,可以如图 6 所示,单独显示阴影的变化进行观察。

如以上那样,在本实施方式中,如果仅显示阴影增大(消失),则将阴影消失(增大)的区域的亮度映射为与基准值 C_s 对应的中间值 C_d ,处理差分图像进行显示,使得只有阴影增大(消失)的区域与其他区域相区别,因此,即使是在差分图像中阴影增大的区域和消失的区域混合在一起、包含多种阴影变化的情况,也可以分别将阴影变化的状态按状态作为图像进行显示。据此,能够容易地观察阴影变化,还能容易地进行病灶等的时效观察中的判断。因此,读影者不会漏看阴影的增大或消失,能容易地进行正确的读影(interpret),同时,能够容易且准确地把握差分图像整体的状态变化。

另外,在本实施方式中,如果仅显示阴影增大(阴影消失),则将阴影消失(增大)的区域的亮度映射为与基准值 C_s 对应的中间值 C_d ,变换成无阴影变化的状态的亮度进行输出,但如果只是将阴影增大(消失)的区域与其他区域相区别,就未必一定要将上述阴影消失(增大)的区域变换成无阴影变化的状态的亮度。例如,可以使上述阴影消失(增大)的区域的对比度相对降低。

<第 2 实施方式>

下面说明本发明的第 2 实施方式。在本实施方式中,实施在第 1 实施方式中说明的灰阶变换后,通过对发生阴影变化的部分进行分析处理,来显示阴影发生了怎样程度的增大或消失。这样,因为本实施方式只有施加了上述灰阶变换后的处理与上述第 1 实施方式不同,所以对与上述第 1 实施方式相同的部分,用与图 1 至图 6 相同的符号来表示,省略其详细说明。

图 7 是表示适用本实施方式的图像处理装置的基本结构的一例的

图。

在该图中,本实施方式的图像处理装置除追加了分析单元8外,与图1所示的第1实施方式的图像处理装置的结构相同。

由灰阶变换单元4生成的输出图像输入到显示单元5及显示单元8中。

下面,基于图8所示的流程图,说明本实施方式的图像处理装置的各部分的详细动作(图像处理方法)的一例。但是,在图8中,关于步骤S800以外的各步骤,因为与上述第1实施方式(图2)相同,故省略说明。

10 [步骤 S800]

在灰阶变换单元4中进行灰阶变换后的差分图像(输出图像)由分析单元8进行2值化,对上述阴影增大显示模式和上述阴影消失模式分别进行分析。具体来说,即对各显示模式分别计算表示阴影变化的区域的个数、面积等的特征量。

15 基于下面的图9所示的流程图,说明分析单元8的更详细的动作。

[步骤 S801]

分析单元8从显示模式选择单元7输入当前的显示模式。如果显示模式是上述全阴影变化显示模式,则就此结束处理。

20 此时,来自分析单元8的输出变为无效,通过分配某特别的值,可以由后续的显示单元5中识别来自分析单元8的输出无效。另外,显示单元5识别显示模式,如果识别为显示模式是上述全阴影变化显示模式,也可以使来自分析单元8的输入变为无效(忽视)。

[步骤 S802]、[步骤 S803]

25 而且,分析单元8,如果当前的显示模式是上述阴影增大显示模式,则反转已输入的灰阶变换后的差分图像的灰阶,进入后续的处理。据此,在后述的2值化处理中,可以将发生阴影变化的部分统一分配为白像素。

[步骤 S804]

分析单元8设定用于对输入的灰阶变换后的差分图像进行2值化

的阈值。作为上述阈值的设定方法,可以使用公知技术,例如p平铺显示法。上述p平铺显示法中的面积比率的设定是根据对阴影变化的敏感度而预先设定的。

[步骤 S805]

- 5 分析单元 8 基于在上述步骤 S804 中设定的阈值,将灰阶变换后的差分图像 2 值化;生成 2 值图像。据此,得到 2 值图像,在该 2 值图像中,对发生了增大或消失的阴影变化的部分分配 1 (白),对其他部分分配 0 (黑)。

[步骤 S806]

- 10 对在上述步骤 S805 中生成的 2 值图像进行标记处理,对孤立了的阴影变化进行区域分割,计数分割后的区域的个数。

[步骤 S807]

通过在上述步骤 S806 中进行的标记处理,求出分割后的各区域的面积,计算其合计。

- 15 [步骤 S808]

输出在上述步骤 S806、S807 中求得的区域的个数和各区域的面积的合计。

图 10 是表示通过本实施方式中的以上处理、在显示单元 5 中显示的监控画面的一例的图。

- 20 在该例中,被选择的显示模式的发生阴影变化的区域的个数和面积被显示在处于差分图像显示区域(显示灰阶变换后的差分图像的区域) 1001 下方的显示区域 1002 内。据此,在各阴影变化的状态中,就可以定量地把握发生了怎样程度的变化了。

- 25 如以上那样,在本实施方式中,因为计算并显示发生阴影变化的区域的个数和面积,所以,除了获得上述第 1 实施方式的效果外,还能使读影者定量地把握阴影变化的状态,更容易且准确地把握差分图像整体的状态变化。

另外,在以上说明中,是合计并显示通过标记处理所分割了的各区域的面积。也可以是对每个区域分别计算面积,并将其在显示区域

1002 内一并显示。

<第 3 实施方式>

下面,说明本发明的第 3 实施方式。另外,本实施方式只有在进行上述灰阶变换时的处理与上述第 1 及第 2 实施方式不同,所以,对
5 与上述第 1 实施方式相同的部分,用与图 1 至图 10 相同的符号来表示,省略其详细说明。

在上述第 1 实施方式中,用灰阶变换单元 4 进行了灰阶变换(参照图 5),使得对输入亮度值的输出亮度值的特性分区地成为线性,但灰阶变换的方法不必限于此。

10 图 11 是图示本实施方式的灰阶变换特性的一例的图。

图 11A 是显示模式为上述阴影增大显示模式(仅显示阴影的增大的显示模式)时的特性。

如特性 1101a 所示,对于基准值 C_s 以下的输入,将灰阶改变为非线形,对于超过基准值 C_s 的输入,改变为中间值 C_d 。

15 通过这样处理,对于阴影变化值小的区域可以抑制输出,因此可以抑制由于位置重合不齐而产生的噪音。据此,可以更容易地观察阴影变化。

另外,图 11B 是显示模式为上述阴影消失显示模式(仅显示阴影的小时的显示模式)时的特性。

20 如特性 1102a 所示,对于基准值 C_s 以上的输入,将灰阶改变为非线形,对于比基准值 C_s 小的输入,改变为中间值 C_d 。

通过这样处理,对于与先前同样的阴影变化值小的区域,可以抑制输出,因此能够更容易地观察阴影变化。

25 进而,也可以进行灰阶变换,使之如特性 1101b、1102b(图 11 的虚线)所示那样。这样处理后,例如显示模式是上述阴影增大显示模式时,消失的阴影的区域也能够以低对比度来确认其存在,因此,能容易地同时把握阴影的增大和消失的关系。

另外,在上述的第 1 至第 3 实施方式中,如图 4 所示,是从 3 种显示模式中选择其一,显示 1 幅灰阶变换后的差分图像(输出图像)

的,但显示单元5的显示区域较大时,也可以选择结合了上述全阴影变化显示模式和另外2种显示模式的显示形式。

另外,也可以设置可由用户改变在上述第3实施方式中说明的灰阶变换的特性的用户接口。即,例如,根据选择的特性对差分图像进行灰阶变换,使得可由用户从图5所示的特性和图11所示的特性中选择所希望的特性。

第4实施方式

在图12中,作为本发明的第4实施方式的医用图像处理装置110经由局域网(LAN)100与医用图像生成装置130、140、150及医用数据服务器160连接。医用图像生成装置130、140是例如CT扫描装置、MRI装置,医用图像生成装置150是例如X射线摄影装置。

用医用图像生成装置130、140、150生成的医用图像被直接传送给医用图像处理装置,或者暂时保存在医用数据服务器160中后,传送给医用图像处理装置110。直接传送给医用图像处理装置110的医用图像被保存在医用图像处理装置110的存储介质中。

医用图像处理装置110具有医用图像用高精度监控器120,可高精度地显示医用图像。另外,也可以使用具有更便宜的PC用监控器170的医用图像处理装置180。

在图13中,医用图像处理装置110在总线200上连接CPU210、RAM220、ROM230、通信接口240、输入装置260,医用图像用高精度监控器120和打印机250等的输出装置经由适当的接口连接在总线200上。输入装置包括键盘、指示装置等。

CPU210用于医用图像处理装置110整体及输出装置的控制,其控制程序存储在ROM230中。通信接口240控制由LAN100进行的通信,在适当医用图像生成装置130、140、150及医疗数据服务器160之间收发医用图像及其他数据。

图14是说明医用图像处理装置的功能结构的框图,图15是表示图14的医用图像处理装置中使用的查找表的特性的框图。图16是表示图14的医用图像处理装置中使用的查找表的组合的表。

在图 14 中,经由局域网 100,将不同时期拍摄的人体的相同部位的一组图像的当前图像及过去图像的文件从医用数据服务器 160 输入到图像输入单元 1 中。在此,各图像文件由放射线图像数据和保持附带信息的标记信息构成,该附带信息中包含表示图像数据是正图像还是负图像的信息。

表示图像数据是正图像还是负图像的信息,在例如作为医用图像文件标准的 DICOM 格式的文件中,称为“Photometric Interpretation”的属性值在“MONOCHROME I”时定义为表示负图像,而在“MONOCHROME II”时定义为表示正图像。

图像输入单元 1 在向差分处理单元 2 输出图像数据,还抽取表示已输出给差分处理单元 2 的过去图像及当前图像是负图像还是正图像的信息,将判定信号 S0 输入到控制单元 10 中。

另一方面,接受诸如来自计算机的外部存储装置或用户的直接指示的无图示的外部输入,从阴影定义输入单元 11 输入差分图像上的阴影与诊断上的判断基准的对应关系。阴影定义规定为,对于图像诊断上病变部的加深或减轻,其在差分图像上与高浓度(高亮度值)或低浓度(低亮度值)之一相对应。

图 18 是表示阴影定义的例子图,在该图中,类型 A 定义为,在差分图像上,将阴影的增大作为低浓度(黑色)的区域、将阴影的减少作为高浓度(白色)的区域来表现。另一方面,类型 B 定义为,在差分图像上,将阴影的增大作为高浓度(白色)的区域、将阴影的减少作为低浓度(黑色)的区域来表现。在此,低浓度或高浓度在以差分图像上未发生变化的部分的亮度值作为基准时,表示为比该基准值低的值或高的值。

差分处理单元 2,具有从图像输入单元 1 分别输入过去及当前的图像的查找表 LUT1、LUT2,在这些查找表 LUT1、LUT2 中进行必要的变换处理。查找表 LUT1、LUT2 的输出被输入到电平修正单元 203 中,转换一幅图像的浓度,使得过去或当前的图像的直方图中心与另一幅图像的直方图中心相一致。这样,如果使用电平修正后的图

像执行位置重合,就能提高位置重合的精度。

电平修正单元 203 的输出被输入到位置重合单元 20 中,进行坐标变换,使得对应像素的坐标相一致。

- 在位置重合单元 20 中,为了对当前或过去的图像进行位置重合,
5 使得解剖学上的对应点相一致,执行图 18 的流程图所示的以下步骤。

步骤 S201:检测当前或过去的图像中的被检测体的位置,进入到步骤 S202 中。

步骤 S202:在当前或过去的图像的大致对应的位置上设定多个关心区域 ROI,进入到步骤 S203 中。

- 10 步骤 S203:对每个 ROI 进行当前或过去的图像的匹配处理。在匹配处理中,计算出例如互相关系数,将匹配度最高的位置作为转换向量来求。

步骤 S204:将在步骤 S203 中求得的转换向量进行 2 维内插,计算出用于使两图像的对应坐标相一致的坐标变换的参数。

- 15 步骤 S205:基于在步骤 S204 中求得的参数,对当前或过去的图像进行坐标变换。

步骤 S206:输出未进行坐标变换的图像和经过坐标变换后的图像。

- 下面,将与位置重合单元 20 的过去图像、当前图像对应的输出
20 分别输入到查找表 LUT3、查找表 LUT4 中,使之进行必要的变换。

查找表 LUT3、查找表 LUT4 的输出被输入到相加运算单元 202 中,执行用于差分的相加运算。

- 在查找表 LUT1 至查找表 LUT4 上连接控制单元 9。在控制单元
10 上连接图像输入单元 1 及阴影定义输入单元 11。从图像输入单元 1
25 向控制单元 10 输入表示过去及当前图像是负图像还是正图像的判定信号 S0。从阴影定义输入单元 11 向控制单元 10 输入表示判定方法是类型 A 还是类型 B 的信息。

查找表 LUT1、查找表 LUT2 将两图像统一为负图像或者正图像,查找表 LUT3、查找表 LUT4 将其中一幅图像进行符号反转,使得通

过相加运算单元 202 中的相加运算来执行差分。

相加运算单元 202 生成差分图像, 输出给图像输出单元 5。

查找表 LUT1 至查找表 LUT4 可自由选择如图 15A-图 15C 所示那样的 3 种特性。图 15A 将输入原样输出, 是无变换的查找表 (Type I), 图 15B 是将输入进行灰阶反转 (正图像/负图像变换) 的查找表 (Type II), 图 15C 是将输入进行符号反转的查找表 (Type III)。

在图 16 的表 A 中, 在将判定方法设定为类型 A 时, 并且过去图像是负图像, 当前图像是正图像时, 查找表 LUT1、查找表 LUT2、查找表 LUT3、查找表 LUT4 分别设置为 Type I、Type II、Type I、Type III。

通过图 19 说明过去及当前图像的图像数据是如何变化的。如图 19A 所示, 在该例中, 正图像的当前图像中存在负图像的过去图像中所不存在的病灶阴影。判定方法为类型 A 时, 由于查找表 LUT2 被设置为 Type II, 所以当前图像进行灰阶反转, 进行平均值的修正后成为图 19B 所示那样。

进而经位置重合进行相加运算时, 在 LUT4 中对当前图像进行符号反转, 因此当前图像的数据轮廓成为如图 19C 所示那样, 通过相加运算计算差分。

即, 从负图像的过去图像中减去由正图像灰阶反转为负图像的当前图像, 因而, 在差分图像上, 阴影增大时作为低浓度 (黑色) 的区域显现, 阴影减少时作为高浓度 (白色) 的区域显现。

如果判定方法被设定为类型 A, 过去图像和当前图像是负图像时, 查找表 LUT1、查找表 LUT2、查找表 LUT3、查找表 LUT4 分别被设定为 Type I、Type I、Type I、Type III。因此, 在查找表 LUT1、查找表 LUT2 中, 当前图像和过去图像都不进行灰阶反转, 在查找表 LUT3、查找表 LUT4 中, 对当前图像进行图像信号的符号反转, 所以, 在相加单元 202, 中实质性地从负图像的过去图像中减去负图像的当前图像, 其结果, 当阴影增大时在差分图像上作为低浓度 (黑色) 的区域显现, 阴影减少时在差分图像上作为高浓度 (白色) 的区域显

现。

如果判定方法被设定为类型 A, 过去图像是正图像、当前图像是负图像时, 查找表 LUT1、查找表 LUT2、查找表 LUT3、查找表 LUT4 分别被设置为 Type II、Type I、Type I、Type III。于是, 过去图像从正图像灰阶反转

5 从正图像灰阶反转

为负图像后, 减去当前图像。因此, 在差分图像上, 在阴影增大时作为低浓度(黑色)的区域显现, 在阴影减少时作为高浓度(白色)的区域显现。

如果判定方法被设定为类型 A, 过去图像和当前图像都是正图像时, 查找表 LUT1、查找表 LUT2、查找表 LUT3、查找表 LUT4 分别

10 被设置为 Type I、Type I、Type III、Type I。于是, 从正图像的当前图像中减去正图像的过去图像, 所以, 在差分图像上, 阴影增大时作为低浓度(黑色)的区域显现, 阴影减少时作为高浓度(白色)的区域显现。

如果过去图像和当前图像都是负图像, 通过从过去图像中减去当前图像来形成差分图像。如果过去图像和当前图像都是正图像, 通过

15 从当前图像中减去过去图像来形成差分图像。所以, 不论哪种情况, 在差分图像上, 都是在阴影增大时作为低浓度(黑色)的区域显现, 而在阴影减少时作为高浓度(白色)的区域显现。

在图 16 的表 B 中, 如果判定方法被设定为类型 B, 过去图像和

20 当前图像都是负图像时, 查找表 LUT1、查找表 LUT2、查找表 LUT3、查找表 LUT4 分别被设置为 Type I、Type I、Type III、Type I。因此, 从负图像的当前图像中减去负图像的过去图像, 在差分图像上, 当阴影增大时作为高浓度(白色)的区域显现, 当阴影减少时作为低浓度(黑色)的区域显现。

如果判定方法被设定为类型 B, 过去图像是正图像、当前图像是负图像时, 查找表 LUT1、查找表 LUT2、查找表 LUT3、查找表 LUT4 分别被设置为 Type I、Type II、Type I、Type III。因而, 从正图像的过去图像中减去由负图像灰阶反转

25 为正图像的当前图像, 所以, 在差分图像上, 当阴影增大时作为高浓度(白色)的区域显现, 当阴影

减少时作为低浓度（黑色）的区域显现。

如果判定方法被设定为类型 B，过去图像是负图像、当前图像是正图像时，查找表 LUT1、查找表 LUT2、查找表 LUT3、查找表 LUT4 分别被设置为 Type II、Type I、Type I、Type III。据此，从由负图像灰阶反转为正图像的过去图像中减去正图像的当前图像，在差分图像上，当阴影增大时作为高浓度（白色）的区域显现，当阴影减少时作为低浓度（黑色）的区域显现。

如果判定方法被设定为类型 B，过去图像和当前图像都是正图像时，查找表 LUT1、查找表 LUT2、查找表 LUT3、查找表 LUT4 分别被设置为 Type I、Type I、Type I、Type III。因此，从正图像的过去图像中减去正图像的当前图像，在差分图像上，当阴影增大时作为高浓度（白色）的区域显现，当阴影减少时作为低浓度（黑色）的区域显现。

过去图像和当前图像都是负图像时，通过从当前图像中减去过去图像，形成差分图像，过去图像和当前图像都是正图像时，通过从过去图像中减去当前图像，在差分图像上，当阴影增大时作为高浓度（白色）的区域显现，当阴影减少时作为低浓度（黑色）的区域显现。

如以上说明，通过本实施方式，不论当前和过去图像的属性如何组合，阴影的增加和减少都能以预先确定的 1 种形式来表现。

<第 5 实施方式>

在可显示 DICOM 格式的图像的显示装置中，对于 Photometric Interpretation 的值为“MONOCHROME I”的图像数据，显示灰阶反转，而对于 Photometric Interpretation 的值为“MONOCHROME II”的图像数据，不进行灰阶反转，就原样进行显示。

在第 4 实施方式所示的医用图像处理装置中，在过去图像和当前图像具有相同的图像特性时，通过改变进行图像信号的符号反转的图像来改变相减运算的顺序。但在本实施方式中，固定相减运算的顺序，通过对差分图像改变提供的 Photometric Interpretation 的值而取得同样的结果。

图 21 是说明作为本发明的第 5 实施方式的医用图像处理装置的功能结构的框图。因为医用图像处理装置的结构与图 12 及图 13 所示相同, 故省略其说明。

- 在图 18 中, 关于与第 4 实施方式相同的部分使用相同的符号,
- 5 省略说明。差分处理单元 2 所包含的查找表 LUT3、查找表 LUT4 设定不变的特性, 而不通过控制单元 10 改变特性。标记生成单元 9 生成从差分处理单元 2 输出的差分图像数据所附带的附带信息。在该附带信息中包含表示从差分处理单元 2 输出了的差分图像数据是正图像还是负图像的标记信息。
- 10 在标记生成单元 9 中, 根据从图像输入单元 1 输入的去图像数据的附带信息和当前图像的附带信息以及与被输入到阴影定义输入单元 11 的阴影的定义的组合, 生成从差分处理单元 2 输出的差分图像数据所附带的附带信息。因此, 从差分处理单元 2 输出的差分图像, 作为附加了由标记生成单元 9 生成的附带信息的图像文件, 而被输出
- 15 给图像输出单元 5。

在第 5 实施方式中, 说明将查找表 LUT3 固定为 Type I、将查找表 LUT4 固定为 Type III 时的例子。

- 如果判定方法被设定为类型 A, 过去图像和当前图像都是负图像时, 通过控制单元 10 将查找表 LUT1 和查找表 LUT2 都设定为 Type
- 20 I。因此, 在查找表 LUT1 和查找表 LUT2 中, 当前图像和过去图像都不进行灰阶反转。通过被固定为 Type I 的查找表 LUT3 和被固定为 Type III 的查找表 LUT4, 对当前图像进行图像信号的符号反转, 因此在相加运算单元 202 中, 实质性地从负图像的过去图像中减去负图像的当前图像。控制单元 3 控制标记生成单元 9, 使得对于该差分图像,
- 25 将“MONOCHROME II”给予 Photometric Interpretation 的值。

因此, 如果在可显示 DICOM 格式的图像的显示装置中显示该差分图像, 则阴影增大时在差分图像上作为低浓度(黑色)的区域显现, 阴影减少时在差分图像上作为高浓度(白色)的区域显现。

如果判定方法被设定为类型 A, 过去图像是负图像、当前图像是

正图像时, 查找表 LUT1、查找表 LUT2 分别被设置为 Type I、Type II。因为查找表 LUT2 被设置为 Type II, 所以将当前图像进行灰阶反转。利用被固定为 Type I 的查找表 LUT3 和被固定为 Type III 的查找表 LUT4, 对当前图像进行图像信号的符号反转, 所以, 在相加运算
5 单元 202 中, 实质性地从负图像的过去图像中减去负图像的当前图像。控制单元 10 控制标记生成单元 9, 使得对于该差分图像, 将“MONOCHROME II”给予 Photometric Interpretation 的值。

因此, 如果在可显示 DICOM 格式的图像的显示装置中显示该差分图像, 则阴影增大时在差分图像上作为低浓度(黑色)的区域显现,
10 阴影减少时在差分图像上作为高浓度(白色)的区域显现。

如果判定方法被设定为类型 A, 过去图像是正图像、当前图像是负图像时, 查找表 LUT1、查找表 LUT2 分别被设置为 Type II、Type I。因为查找表 LUT1 被设置为 Type II, 所以将过去图像进行灰阶反转。利用被固定为 Type I 的查找表 LUT3 和被固定为 Type III 的查找表 LUT4, 对当前图像进行图像信号的符号反转, 所以, 在相加运算
15 单元 202 中, 实质性地从负图像的过去图像中减去负图像的当前图像。控制单元 10 控制标记生成单元 9, 使得对于该差分图像, 将“MONOCHROME II”给予 Photometric Interpretation 的值。

因此, 如果在可显示 DICOM 格式的图像的显示装置中显示该差分图像, 则阴影增大时在差分图像上作为低浓度(黑色)的区域显现,
20 阴影减少时在差分图像上作为高浓度(白色)的区域显现。

另一方面, 如果判定方法被设定为类型 B, 过去图像是正图像、当前图像是负图像时, 查找表 LUT1、查找表 LUT2 分别被设置为 Type I、Type II。因为查找表 LUT2 被设置为 Type II, 所以将当前图像进
25 行灰阶反转。利用被固定为 Type I 的查找表 LUT3 和被固定为 Type III 的查找表 LUT4, 对当前图像进行图像信号的符号反转, 所以, 在相加运算单元 202 中实质性地从正图像的过去图像中减去正图像的当前图像。控制单元 10 控制标记生成单元 9, 使得对于该差分图像, 将“MONOCHROME II”给予 Photometric Interpretation 的值。

因此,如果在可显示 DICOM 格式的图像的显示装置中显示该差分图像,则阴影增大时作为高浓度(白色)的区域显现,阴影减少时作为低浓度(黑色)的区域显现。

- 如果判定方法被设定为类型 B,过去图像是负图像、当前图像是
- 5 正图像时,查找表 LUT1、查找表 LUT2 分别被设置为 Type II、Type I。利用被固定为 Type I 的查找表 LUT3 和被固定为 Type III 的查找表 LUT4,对当前图像进行图像信号的符号反转,所以,从由负图像灰阶反转为正图像的过去图像中减去正图像的当前图像。控制单元 10 控制标记生成单元 9,使得对于该差分图像,将“MONOCHROME II”
- 10 给予 Photometric Interpretation 的值。

因此,如果在可显示 DICOM 格式的图像的显示装置中显示该差分图像,则阴影增大时作为高浓度(白色)的区域显现,阴影减少时作为低浓度(黑色)的区域显现。

- 同样地,如果判定方法被设定为类型 B,过去图像和当前图像都
- 15 是正图像时,查找表 LUT1、查找表 LUT2 都被设置为 Type I。利用被固定为 Type I 的查找表 LUT3 和被固定为 Type III 的查找表 LUT4,对当前图像进行图像信号的符号反转,所以从正图像的过去图像中减去正图像的当前图像。控制单元 10 控制标记生成单元 9,使得对于该差分图像,将“MONOCHROME II”给予 Photometric Interpretation
- 20 的值。

因此,如果在可显示 DICOM 格式的图像的显示装置中显示该差分图像,则阴影增大时作为高浓度(白色)的区域显现,阴影减少时作为低浓度(黑色)的区域显现。

- 如果判定方法被设定为类型 A,过去图像和当前图像都是正图像
- 25 时,查找表 LUT1、查找表 LUT2 都被设置为 Type I。利用被固定为 Type I 的查找表 LUT3 和被固定为 Type III 的查找表 LUT4,对当前图像进行图像信号的符号反转,所以,在相加运算单元 202 中,实质性地从正图像的过去图像中减去正图像的当前图像。控制单元 10 控制标记生成单元 9,使得对于该差分图像,将“MONOCHROME I”给

予 Photometric Interpretation 的值。

通过将“MONOCHROME I”给予 Photometric Interpretation 的值，在可显示 DICOM 格式的图像的显示装置中显示经灰阶反转的差分图像。

- 5 因此，如果在可显示 DICOM 格式的图像的显示装置中显示该差分图像，则阴影增大时在差分图像上作为低浓度（黑色）的区域显现，阴影减少时在差分图像上作为高浓度（白色）的区域显现。

- 如果判定方法被设定为类型 B，过去图像和当前图像都是负图像时，因为查找表 LUT1、查找表 LUT2 都被设置为 Type I，所以从负
10 图像的过去图像中减去负图像的当前图像。控制单元 10 控制标记生成单元 9，使得对于该差分图像，将“MONOCHROME I”给予 Photometric Interpretation 的值。

- 因此，如果在可显示 DICOM 格式的图像的显示装置中显示该差分图像，则阴影增大时在差分图像上作为高浓度（白色）的区域显现，
15 阴影减少时在差分图像上作为低浓度（黑色）的区域显现。

- 在本实施方式中，说明了用固定的查找表 LUT3 和 LUT4 对位置重合单元 201 的输出进行符号变换，用相加运算单元 202 对变换结果进行相加运算的方法。但如图 21、20 所示那样，设置一个对位置重合单元 201 的输出，进行从过去图像中减去当前图像的处理的相减运
20 算单元 205，也是一样的。

- 这样，在本实施例中，固定相减运算的顺序，基于从阴影定义输入单元 11 输入的阴影定义和过去图像及当前图像的正图像/负图像信息，改变给予差分图像的 DICOM 格式的 Photometric Interpretation 的值，由此，即使是在正图像和负图像混合的图像间的差分图像中，也
25 可以统一阴影的含义。

<其他实施方式>

另外，本发明可适用于以上实施方式的图像处理装置之外的装置，例如可适用于由多个设备构成的系统、或者由一个设备构成的装

置。

而且，通过任意的装置、系统来实现上述实施方式的功能的方法都构成本发明，使普通计算机执行这样的方法的软件的程序也构成本发明。

- 5 并且，当然，将存储了上述软件的程序代码的存储介质提供给学生或者装置，由该系统或者装置的计算机（或 CPU、MPU）读出并执行存储在存储介质中的程序代码也能达成本发明。

此时，从存储介质中读出的程序代码自身实现上述实施方式的功能，存储了该程序代码的存储介质构成本发明。

- 10 作为用于提供程序代码的存储介质，可以使用例如软盘、硬盘、光盘、光磁盘、CD-ROM、CD-R、磁带、非易失性的存储卡、ROM 等。

- 另外，不仅由计算机执行读出的程序代码来实现上述实施方式的功能。当然，基于该程序代码的指示，由在计算机上运行的 OS 等进行实际处理的一部分或全部，通过该处理来实现上述实施方式的功能的情况也包含在内。

- 而且，当然，从存储介质中读出的程序代码在写入插在计算机中的功能扩展板或连接在计算机上的功能扩展单元所具有的存储器中后，基于该程序代码的指示，由该功能扩展板或功能扩展单元所具有的 CPU 等进行实际处理的一部分或全部，通过该处理来实现上述实施方式的功能的情况也包含在内。

通过本发明，对于从图像的正图像/负图像不统一的图像间生成的差分图像，可以生成具有一贯性的差分图像，可以输出差分图像上的阴影的显示形式具有一贯性的差分图像。

- 25 本发明也适用于一种程序或存储了该程序的存储介质。

当然，本发明也可以适用于包括多个装置（例如，射线发生装置、射线照相装置、图像处理装置、接口装置等）的系统和具有上述装置的功能的单个装置。当本发明适用于包括多个装置的系统时，上述装置经由诸如电学装置、光学装置、机械装置和/或其他装置和另一个连

接。

而且，本发明还适用于包括网络（LAN 和/或 WAN 等）的诊断援助系统。

如上所述，本发明因此可以实现上述的目的。

- 5 本发明并不限于上述实施形式，在不脱离本发明的精神和范围内可以进行各种变更和修正。因此，为了公开本发明的范围，附加以下的权利要求。

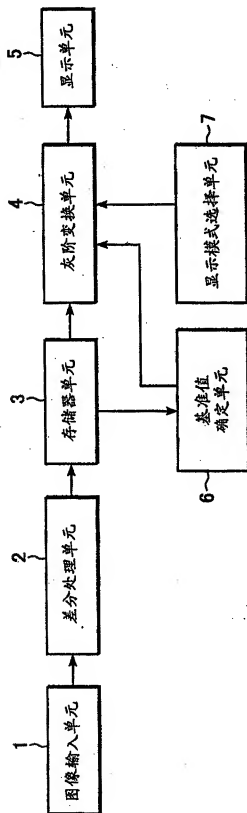


图 1

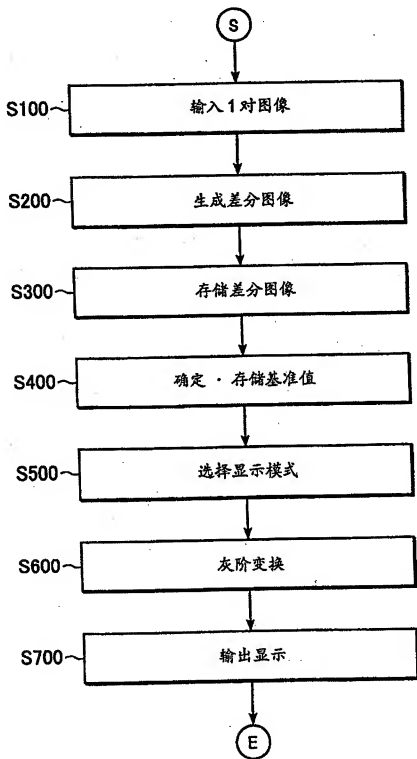


图 2

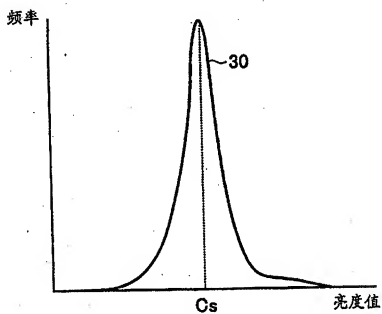


图 3

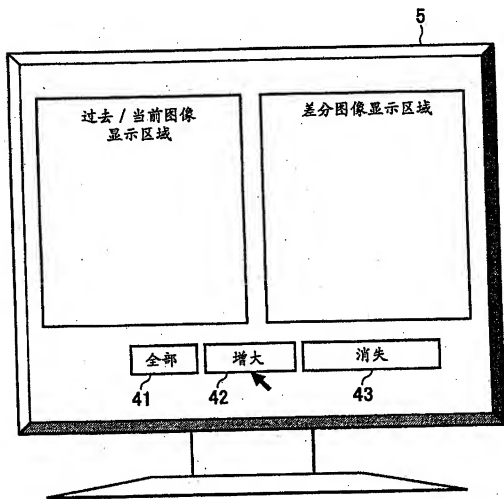


图 4

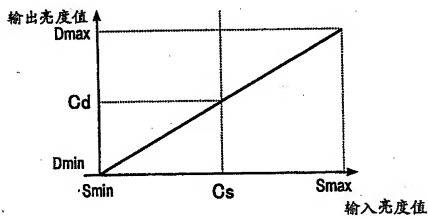


图 5A

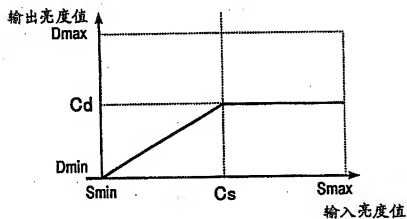


图 5B

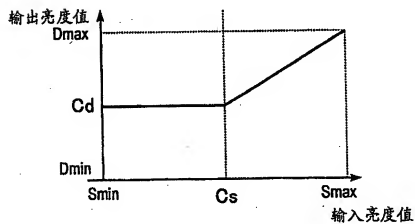


图 5C

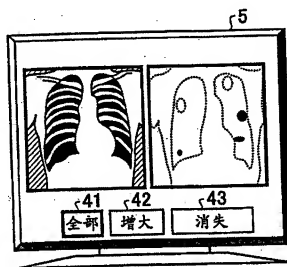


图 6A

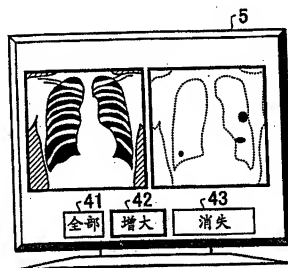


图 6B

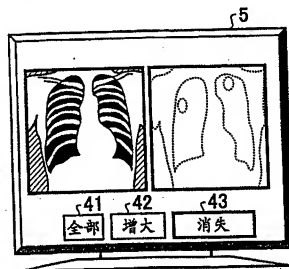


图 6C

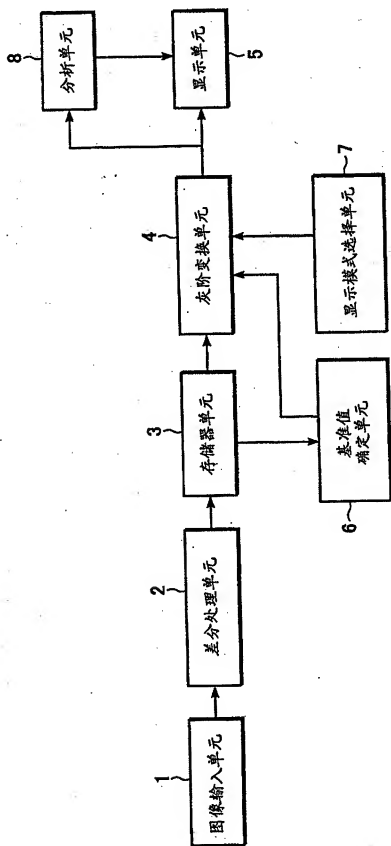


图 7

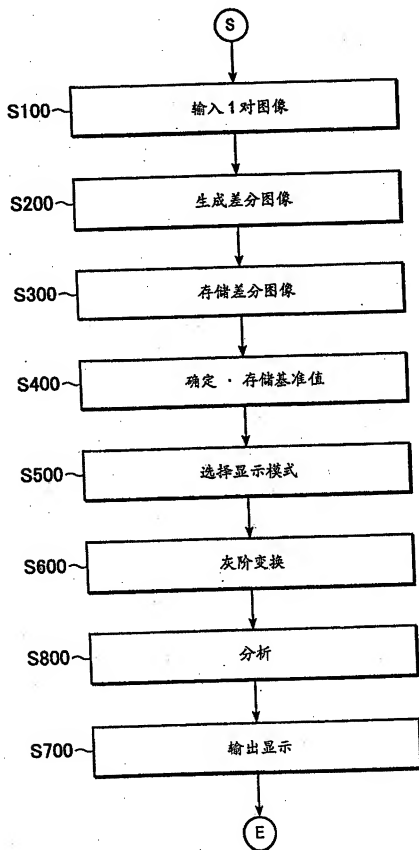


图 8

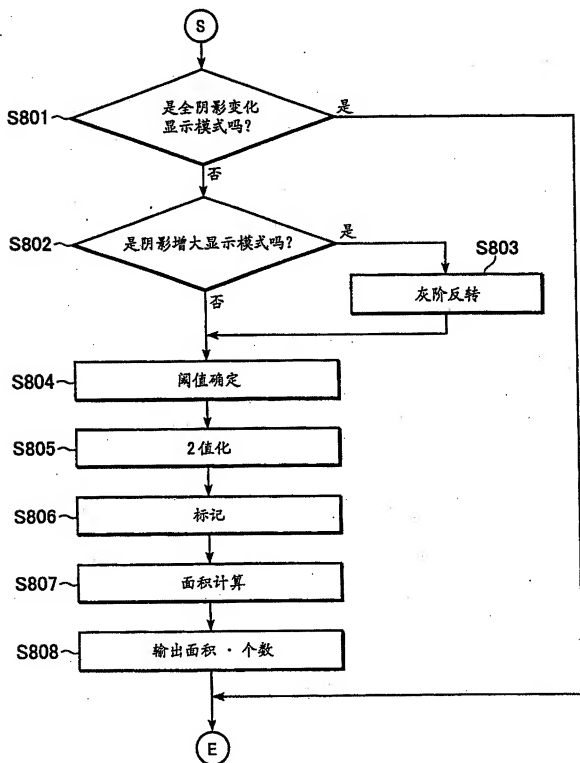


图 9

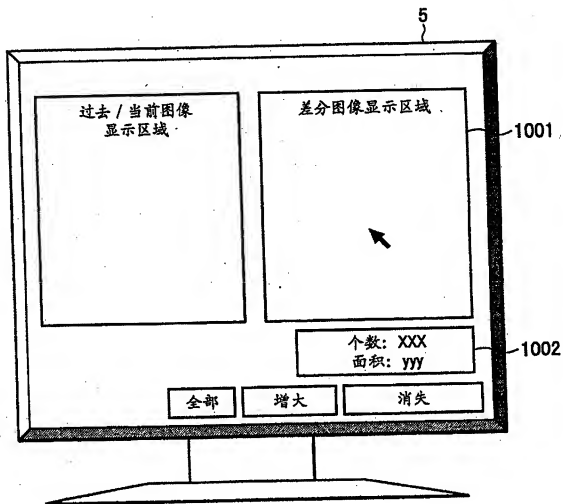


图 10

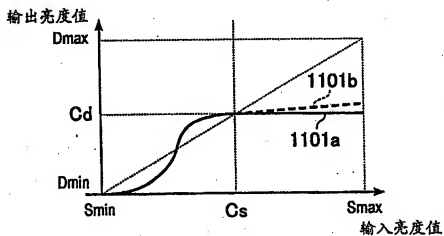


图 11A

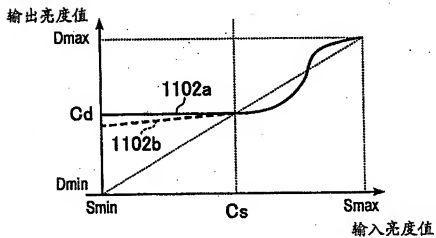


图 11B

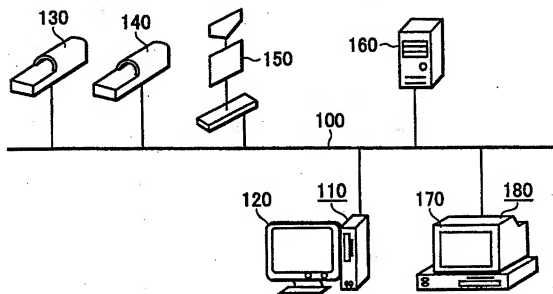


图 12

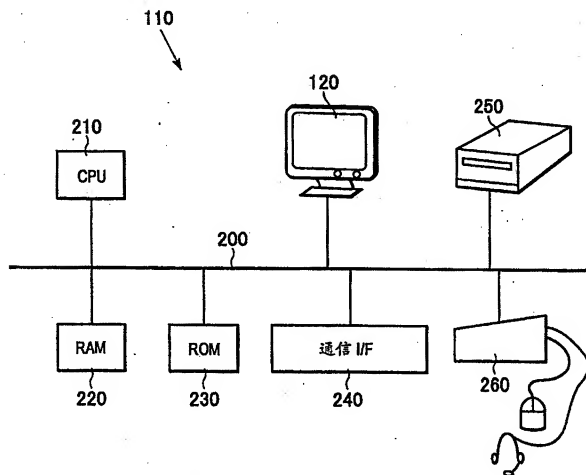


图 13

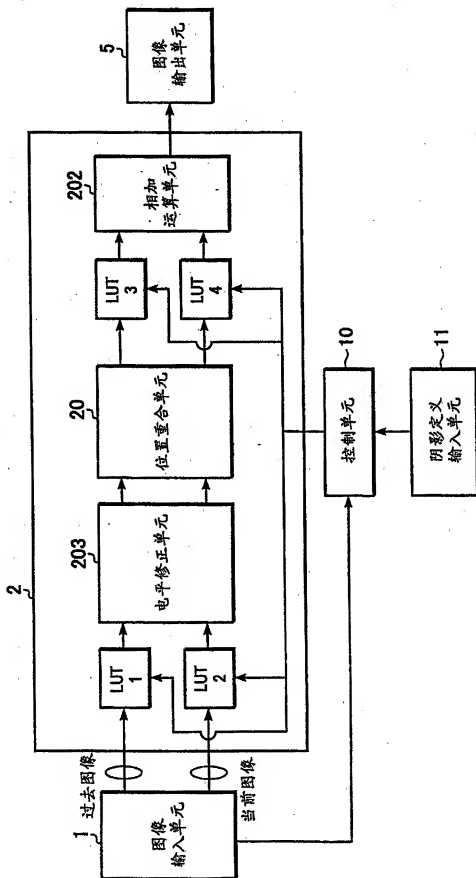


图 14

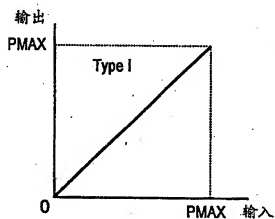


图 15A

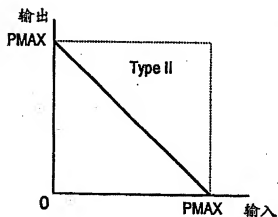


图 15B

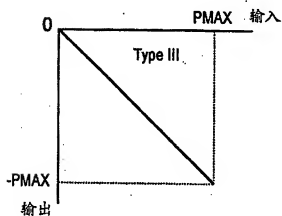


图 15C

表A 阴影定义为类型A的LUT特性

		过去图像							
		负图像				正图像			
		LU T1	LU T2	LU T3	LU T4	LU T1	LU T2	LU T3	LU T4
当前图像	负图像	I	I	I	III	II	I	I	III
	正图像	I	II	I	III	I	I	III	I

图 16A

表B 阴影定义为类型B的LUT特性

		过去图像							
		负图像				正图像			
		LU T1	LU T2	LU T3	LU T4	LU T1	LU T2	LU T3	LU T4
当前图像	负图像	I	I	III	I	I	II	I	III
	正图像	II	I	I	III	I	I	I	III

图 16B

类型	阴影变化	阴影的亮度
A	增大	低浓度
B	增大	高浓度

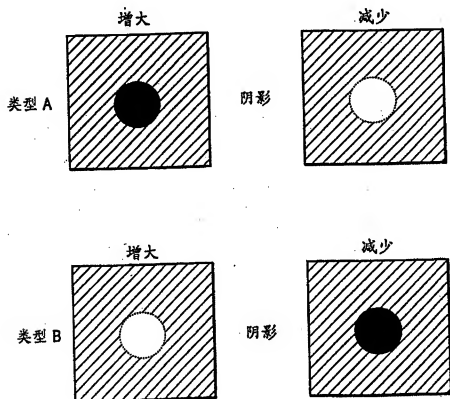


图 17

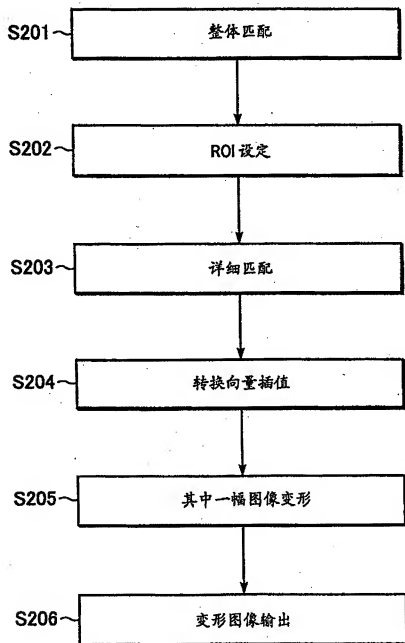


图 18

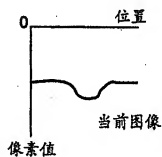
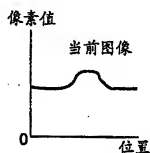
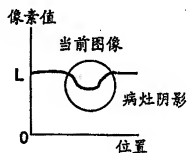
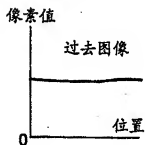
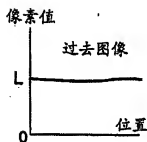
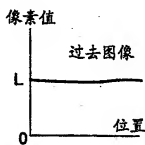


图 19A

图 19B

图 19C

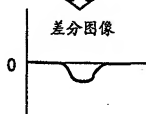
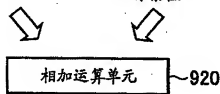


图 19D

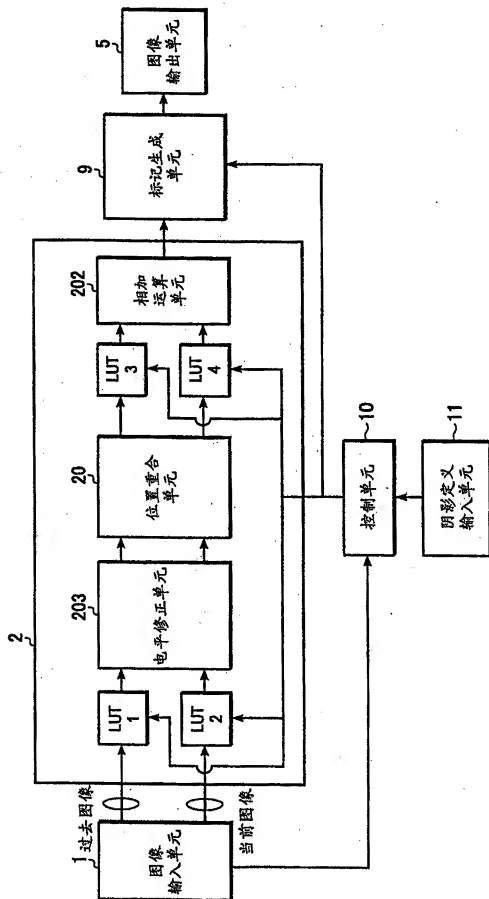


图 20

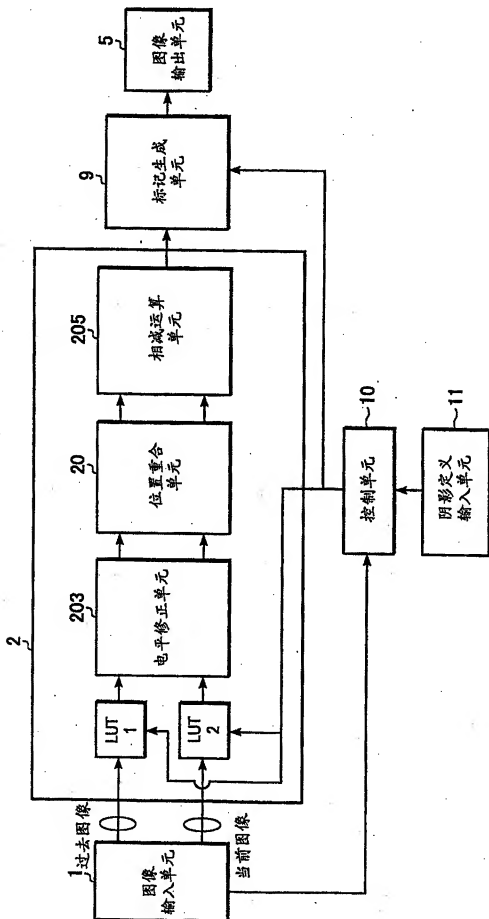


图 21

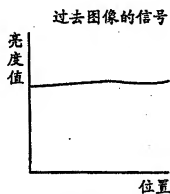


图 22A

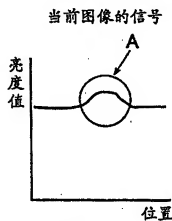


图 22B

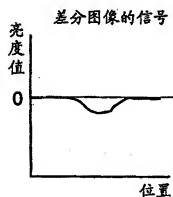


图 22C

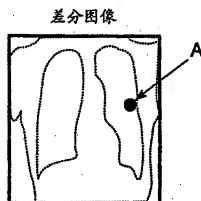


图 22D

1. An image processing method comprising:

an input step, of inputting at least two medical images taken at different points in time;
a difference image generating step, of generating a difference image by positioning two medical images input in said input step and subjecting image signals at corresponding coordinate points to difference processing;

a difference image storing step, of storing the difference image generated in said difference image generating step in a storage medium;

a reference difference value deciding step, of deciding a reference value of processing of converting gradation as a reference difference value from the difference image stored in said difference image storing step;

a state selecting step, of allowing a user to select a state of shadow change to serve as an indicator of interpreting the difference image generated in said difference image generating step;

a difference image processing step, of processing of converting gradation of the difference image based on the reference difference value decided in said reference difference value deciding step and the state of shadow change selected in said state selecting step; and
an output step, of outputting the difference image processed in said difference image processing step.

2. An image processing method according to claim 1, wherein, in said reference difference value deciding step, the reference difference value is decided based on a histogram of difference values in the difference image.

3. An image processing method according to claim 1, wherein, in said difference image processing step, the difference value of a region in a state not selected in said state selecting step is converted into the reference difference value.

4. An image processing method according to claim 1, wherein, in said difference image processing step, said difference image is subjected to gradient conversion such that a region in a state not selected in said state selecting step is relatively low in contrast.

5. An image processing method according to claim 1, further comprising:

a binary image generating step, of binarizing the difference image processed in said difference image processing step to generate a binary image; and

a counting step, of counting the number of regions having a predetermined area in the binary image generated in said binary image generating step,
wherein the processing results of said counting step are output with the difference image in said output step.

6. An image processing method according to claim 1, wherein the state of shadow change to be selected by a user in said state selecting step is selected from at least one of a state of displaying all shadows, a state of displaying increase of a shadow, and a state of displaying disappearance of a shadow.

7. An image processing apparatus comprising:
input means for inputting at least two medical images taken at different points in time;
difference image generating means for generating a difference image by positioning two medical images input by said input means and subjecting image signals at corresponding coordinate points to difference processing;
difference image storing means for storing the difference image generated by said difference image generating means in a storage medium;
reference difference value deciding means for deciding a reference value of processing of converting gradation as a reference difference value from the difference image stored by said difference image storing means;
state selecting means for allowing a user to select a state of shadow change to serve as an indicator of interpreting the difference image generated by said difference image generating means;
difference image processing means for processing of converting gradation of the difference image based on the reference difference value decided by said reference difference value deciding means and the state of shadow change selected by said state selecting means; and
output means for outputting the difference image processed by said difference image processing means.

8. An image processing method for generating a difference image from a first image and a second image, said difference image generating step comprising:
a control step, of deciding a gradient processing method such that shadow change regions are displayed in a predetermined manner based on image attributes of the first image and the second image;
a gradient processing step, of performing predetermined gradient processing on the first

image and/or the second image following the decision in said control step; and
a computing step, of computing a difference image from the first image and the second image processed in said gradient processing step.

FCHS_WS 1930033_1.DOC